



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA INFORMAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV INTELIGENTNÍCH SYSTÉMŮ

FACULTY OF INFORMATION TECHNOLOGY
DEPARTMENT OF INTELLIGENT SYSTEMS

TESTOVÁNÍ OKYSLIČENOSTI KRVE PRO PILOTY

TESTING OF BLOOD OXYGENATION FOR PILOTS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

PAVEL KVASNIČKA

VEDOUCÍ PRÁCE Doc. Ing., Dipl.-Ing. MARTIN DRAHANSKÝ, Ph.D.
SUPERVISOR

BRNO 2010

Abstrakt

Tato práce se zabývá studiem měření okysličenosti krve u pilotů, které je založeno na neinvazivní metodě pulsní oxymetrie. Tato metoda využívá selektivní absorpce záření oxyhemoglobinem a redukovaným hemoglobinem ve spektru infračerveného a červeného záření. Pro měření je rozhodující pulzující složka arteriální krve, ve které je měřena koncentrace okysličeného hemoglobinu ku celkovému množství hemoglobinu.

Abstract

This work investigates the measurement of blood oxygenation for pilots, which is based on noninvasively method of pulse oxymetry. This method is based on the selective light absorption in the spectrum of infrared and red light by oxyhemoglobin and reduced hemoglobin. For measurement is crucial a pulse component of arterial blood, in which is measured concentration of hemoglobin to total amount of hemoglobin.

Klíčová slova

Pulsní oxymetrie, saturace, oxymetr, měření okysličení krve, absorpce záření.

Keywords

Pulse oxymetry, saturation, oximeter, measurement of blood oxygenation, absorption of light radiation.

Citace

Pavel Kvasnička: Testování okysličenosti krve pro piloty, bakalářská práce, Brno, FIT VUT v Brně, 2010

Testování okysličenosti krve pro piloty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně pod vedením pana Doc. Ing., Dipl. Ing. Martina Drahanského, Ph.D.

.....

Pavel Kvasnička

19. května 2010

Poděkování

Chci poděkovat panu doktorovi Drahanskému za vedení mé práce, doktorovi Chmelařovi za odbornou konzultaci a především za rady a podporu v práci panu doktoru Smolíkovi.

© Pavel Kvasnička, 2010.

Tato práce vznikla jako školní dílo na Vysokém učení technickém v Brně, Fakultě informačních technologií. Práce je chráněna autorským zákonem a její užití bez udělení oprávnění autorem je nezákonné, s výjimkou zákonem definovaných případů.

Obsah

1 Úvod	2
2 Fyziologie dýchání a krevního oběhu	4
2.1 Krev	4
2.2 Dýchání	4
2.3 Vazba a transport O_2 krví	4
2.4 Sycení O_2	5
2.5 Dýchání ve velkých výškách	5
3 Analýza měření nasycení krve kyslíkem	7
3.1 Vysvětlení optické metody	7
3.2 Zářič a detektor	8
3.3 Princip měření optickou metodou	10
4 Experimentální měření	12
4.1 Potvrzení selektivní absorpce záření	13
4.1.1 Naměřené hodnoty	13
4.2 Měření metodou pulsní oxymetrie	15
4.2.1 Zkušební měření na osciloskopu	16
4.2.2 Podrobná analýza hodnot z osciloskopu	17
5 Závěr	22
A Zdrojový kód pro měření útlumu záření z LED diod	24
B Roztřídění signálu naměřeného osciloskopem	27

Kapitola 1

Úvod

Pro piloty bezmotorových kluzáků je ve vysokých nadmořských výškách s nízkým tlakem vzduchu nezbytné použít kyslíkovou masku. Při nízkém tlaku vzduchu je nízký parciální tlak kyslíku, který rozhoduje o množství kyslíku navázaného na hemoglobin a přeneseného krví. Parciální tlak kyslíku se zvětší zvýšením koncentrace kyslíku ve vdechovaném vzduchu.

Saturace kyslíkem klesá plynule, proto nevzniká potřeba nasadit si kyslíkovou masku. Je tedy nutné sledovat stav okysličenosti krve a včas pilota upozornit na nízkou hodnotu saturace a předejít tak ztrátě vědomí. Sledování saturace je nutné v těchto podmínkách provádět neinvazivně a oxymetr nesmí pilotovi překážet při řízení letadla.

Cílem mé práce je vytvořit pulsní oxymetr vhodný pro piloty bezmotorových letounů, který bude včas varovat před nedostatkem kyslíku. Přístroj nesmí vykazovat časté chybné výsledky, které by pilota příliš obtěžovaly a zároveň musí dostatečně přesně identifikovat opravdové hrozící nebezpečí.

Neinvazivní optické metody oxymetrie jsou založeny na selektivní absorpci záření. Tkáň absorbuje záření různých vlnových délek v závislosti na koncentraci obsažených látek, proto z měření absorpce na dvou vlnových délkách lze určit koncentraci látky v prosvěcovaném prostředí. Optické oxymetry původně měřily koncentrace všech tkání na ušním lalůčku na osmi vlnových délkách a z toho byla vypočtena saturace. Po dlouholetém spolehlivém používání byly nahrazeny menšími pulsními oxymetry, které měří absorpci na dvou vlnových délkách, jsou tedy v menším přenositelném provedení. Optická metoda pulsní oxymetrie využívá pulsních tlakových vln způsobených tepem srdce. Do krevního řečiště v systolické srdeční fázi do rozšířených arterií přibude okysličená krev, ze které se měří saturace.

Pulsní oxymetrie je založena na absorpci infračerveného a červeného světla, díky níž lze navzájem odlišit hemoglobin a jeho oxygenovanou formu oxyhemoglobin. Oxyhemoglobin absorbuje výrazněji infračervené záření a propouští více spektrum červeného světla, redukovaný hemoglobin má opačné vlastnosti, absorbuje více červené záření a umožňuje větší prostup záření infračerveného. Hodnota vlnové délky červeného světla je v intervalu 600 – 750 nm, infračervené záření má vlnovou délku 850 – 1000 nm.

Arteriální krevní řečiště zaujímá ku objemu prstu jen malé procento. Paprsek zdroje záření musí prostoupit kožním krytem, svalstvem, kostmi a pojivovou tkání. Proto se pro měření vybírají místa s bohatým krevním zásobením a co nejmenším zastoupením špatně prosvítitelných tkání, to je ušní lalůček, prst a v pediatrii se měří i na chodidlu. Útlum těchto okolních tkání se kompenzuje podělením intenzity prosvíceného červeného a infračerveného záření, čímž se získá právě útlum pulzující složky venózní krve.

Pulsní oxymetr se skládá ze zdroje záření a detektoru. Zdroji záření jsou používány dvě LED diody, detektorem bývá širokospektrální fotodioda. Proud fotodiodou snímače je velmi

malý (typicky okolo $1\ \mu\text{A}$) a je modulován proudem krve jen o 1 %, proto má na měření vliv mnoho rušivých zdrojů. Vliv okolního světla je kompenzován odečtením naměřeného okolního světla od měřené intenzity prosvíceného záření LED diod. Rušení však vzniká od okolního blikajícího zdroje záření, infračervenými a UV lampami. Největším zdrojem rušení jsou pohybové artefakty, protože měření je založeno jen na pulzační složce absorpce a pohybem se změní objem žilní krve v místě oxymetru, což vyvolává falešnou indikaci nedostatku kyslíku.

Na absorbanci má vliv odchylka vlnové délky LED diod, která vzniká změnou teploty okolí o $0,12\ \text{nm/K}$ a změnou proudu procházejícího fotodiodou. Změna okolní teploty je v rozsahu teplot od 15°C až 45°C kompenzován poměrem R . Vlastnosti diody se mění podle teploty, proto je zapotřebí stabilizovat proud LED diodou, aby nedocházelo ke změně vlnové délky ani intenzity záření LED diody.

Kalibrace se provádí na dobrovolnících vdechujících vzduch s upraveným podílem kyslíku od saturace 100 % do 80 až 70 %. Po pravidelných intervalech je odebrán vzorek krve pro invazivní metodu, nebo je provedeno měření již kalibrovaným oxymetrem. Přesné hodnoty saturace kyslíkem lze očekávat pouze v rozsahu, ve kterém byl oxymetr kalibrován. Protože není možné na dobrovolnících testovat okysličení krve menší než 70 %, jsou tyto nižší hodnoty saturace kyslíkem jen přibližné.

Kapitola 2

Fyziologie dýchání a krevního oběhu

2.1 Krev

Krev umožňuje transport mnoha látek, na příklad kyslíku, oxidu uhličitého, živin, produktů metabolismu, vitamínů, hormonů, elektrolytů. Dále umožňuje regulaci tělesné teploty, vyrovnávání pH vnitřního prostředí a obranu proti cizorodým látkám a organismům. Krev má složku tekutou, kterou je plazma a složku pevnou, kterou tvoří krvinky. Podíl objemu krevních buněk ku celkovému objemu krve se označuje jako hematokrit a jeho normální hodnota je přibližně 0,4 – 0,5. Tvorba krvinek probíhá v červené kostní dřeni. Nejvíce zastoupenými krvinkami jsou erytrocyty neboli červené krvinky, jejich životnost je přibližně 120 dní a zanikají ve slezině. Většinu jejich objemu tvoří hemoglobin. Koncentrace hemoglobinu v krvi činí 150 g/l krve, díky tomu přenese 65krát více kyslíku než plazma [7].

2.2 Dýchání

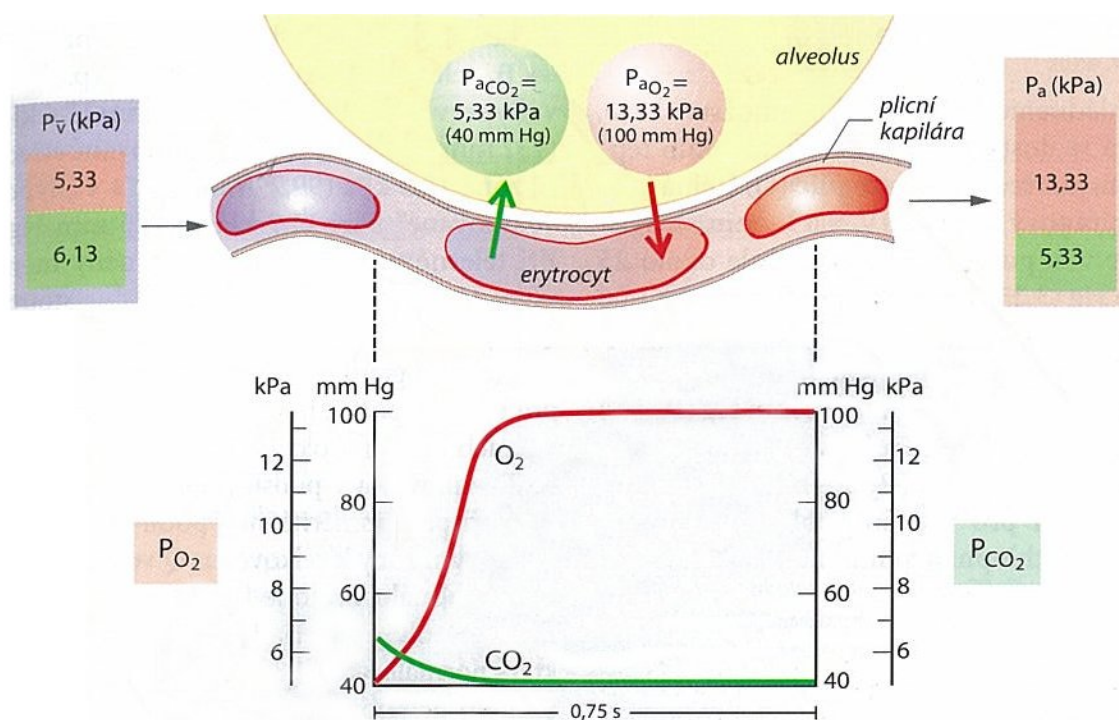
Výměna plynů v dýchacím ústrojí probíhá pouze v plicních alveolech, do kterých pronikne jen část dechového objemu. Zbytek je objem mrtvého prostoru, to jsou dutiny, které slouží k přívodu vzduchu, avšak na výměně plynů se nepodílejí (dutina ústní a nosní, hrtan, trachea a bronchy).

Výměna plynů v alveolech se uskutečňuje pomocí difuze, její hnací silou jsou rozdíly parciálních tlaků mezi alveolárním prostorem a erytrocyty v krvi plicních kapilár, jak je znázorněné na obrázku 2.1 [8].

2.3 Vazba a transport O_2 krví

Transport kyslíku krví se uskutečňuje převážně pomocí krevního barviva hemoglobinu. Hemoglobin slouží v erytrocytech především jako transportní bílkovina pro O_2 , transportuje však i CO_2 a navíc je důležitým krevním puforem. Hemoglobin se skládá ze čtyř podjednotek, z nichž každá obsahuje jeden Hem, což je komplex porfyriu a Fe^{2+} . Každé ze čtyř Fe^{2+} reverzibilně váže jednu molekulu kyslíku. Dochází k oxygenaci hemoglobinu a hemoglobin se mění na oxyhemoglobin.

Malá část kyslíku je také rozpuštěna v krevní plasmě, ta je však pro další měření zanedbatelná. Hemoglobin se nachází ve čtyřech odlišných formách: oxyhemoglobinu (HbO_2),



Obrázek 2.1: Znázornění výměny plynů v alveolech [8].

redukovaný hemoglobin (Hb), které využíváme k měření saturace krve kyslíkem a dále ve formě karboxyhemoglobinu (HbCO) a methemoglobinu (MetHb), jež jsou za fyziologických podmínek přítomny ve velmi malé koncentraci. Pokud se však místo O_2 bude na hemoglobin vázat CO, který vzniká nedokonalým spalováním, nedokysličenost se pulsní oxymetrickou metodou nerozpozná [4].

2.4 Syčení O_2

Syčení, neboli saturace, je označení pro podíl oxyhemoglobinu ku celkovému hemoglobinu. Vyjadřuje vztah skutečné koncentrace kyslíku v krvi k celkové kapacitě pro kyslík.

Jak již bylo zmíněno výše, molekula hemoglobinu je schopna navázat čtyři molekuly kyslíku. Pokud tedy saturace krve činí 90 %, obsahují některé molekuly hemoglobinu méně vazeb s kyslíkem, tj. tři až pouze jednu.

2.5 Dýchání ve velkých výškách

Barometrický tlak na úrovni hladiny moře je průměrně 101,3 kPa. Z obsahu kyslíku ve vzduchu lze pro tuto výšku vypočítat parciální tlak kyslíku ve vdechovaném vzduchu, který je okolo 21,2 kPa. S rostoucí nadmořskou výškou klesá barometrický tlak, tím i parciální tlak kyslíku ve vzduchu a následkem toho parciální tlak kyslíku v alveolech, který je na úrovni moře přibližně 13,33 kPa. Klesne-li parciální tlak kyslíku v alveolech, který je rozhodující pro zásobování organismu kyslíkem, pod kritickou hodnotu 4,7 kPa, dojde v důsledku hypoxie k poruchám funkce mozku. Při normálním dýchání je této hodnoty dosaženo ve výšce asi

4000 m. Nízký parciální tlak kyslíku dráždí chemoreceptory, které zvýší frekvenci dýchání a tím se vydýchá více CO_2 z těla. Díky této hyperventilaci je kritické hodnoty parciálního tlaku kyslíku v alveolech dosaženo až ve výšce 7000 m.

Výšek až do 12 km může být dosaženo pomocí kyslíkové masky. Parciální tlak vdechovaného kyslíku v masce je téměř shodný s tlakem barometrickým. Při navození hyperventilace lze s kyslíkovou maskou dosáhnout výšek až 14 km. Pobyt ve výškách nad 14 km je i při dýchání kyslíku možný pouze v tlakových kabinách nebo oblecích. Nad 20 km bez takové ochrany začnou tekutiny vřít, protože barometrický tlak je v této výšce nižší, než tlak vodní páry při 37°C [8].

Kapitola 3

Analýza měření nasycení krve kyslíkem

Měření okysličenosti krve pilota je nutné provádět neinvazivní metodou, proto v úvahu přichází následující:

- detekce dle výškoměru,
- konstrukce snímače na bázi optické metody,
- použití hotového lékařského snímače,
- měření kyslíku ve vzduchu.

Podle naměřené hodnoty okysličení krve by mohl být řízen přívod kyslíku dýchacího přístroje, proto detekce dle výškoměru a měření množství kyslíku ve vzduchu není vyhovující. Použití běžně dostupných oxymetrů neumožňuje přímo pracovat s naměřenou hodnotou, výrobek by musel být pro tento účel upraven. Zaměřím se tedy na měření pulsní optickou metodou.

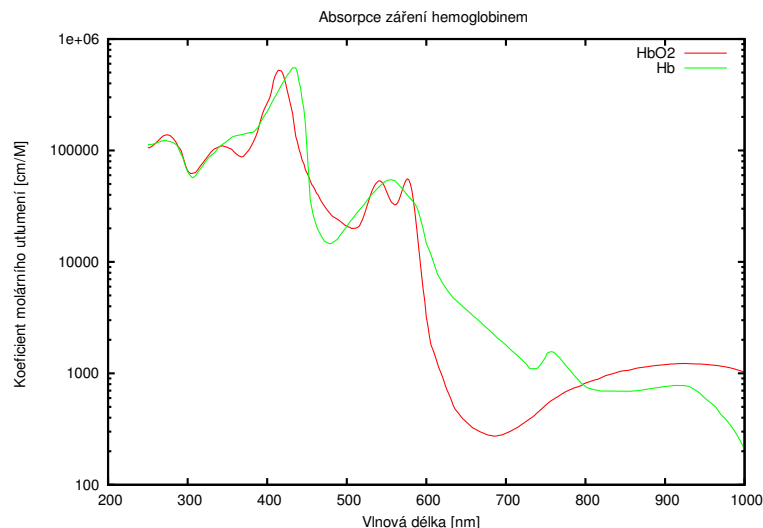
3.1 Vysvětlení optické metody

Optické metody oxymetrie využívají toho, že krevní barvivo hemoglobin má selektivní absorpci světla závislou na navázání kyslíku. Rozdíl absorpce okysličeného a neokysličeného hemoglobinu se nejvíce projevuje v oblasti červeného spektra, okolo vlnové délky 660 nm [1].

V původním řešení oxymetrů se podle článku HP Journal [5] měřilo na osmi vlnových délkách, světlo od zářičů bylo k pokožce přiváděno pomocí optických kabelů. Pro tkáň na ušním lalůčku byla známa spektrální charakteristika, která je zapotřebí pro kompenzování útlumu závislého na tloušťce tkání a okolním osvětlení.

Pulsní metodou bývá měření okysličenosti obvykle prováděno na prstu nebo ušním lalůčku, který je dobře prokrven a je ze snadno prosvětlitelné měkké tkáně. Jak je zobrazeno na obrázku 3.1, v infračerveném spektru světla (805 nm) je útlum okysličeným a neokysličeným hemoglobinem stejný, proto lze z absorpce infračerveného světla vyvodit útlum tkání v červeném spektru. Používá se také vlnová délka 940 nm v infračerveném spektru.

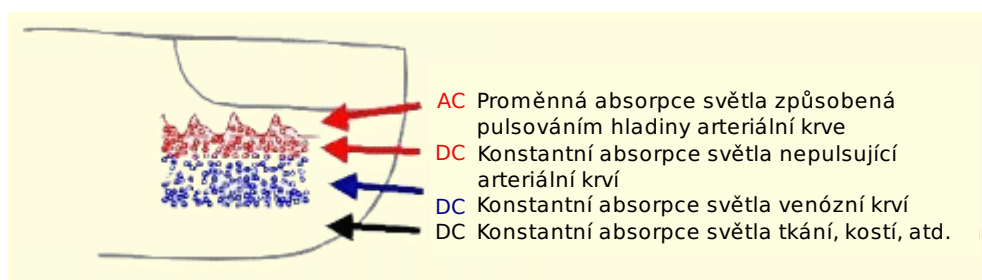
Odečtením propustnosti infračerveného světla od propustnosti červeného světla se také vykompenzuje útlum venózní krve i stacionární složky arteriální krve. Proto se využívá toho, že intenzita prosvíceného světla není konstantní, má podle srdečního rytmu v systolické fázi



Obrázek 3.1: Závislost absorpce záření oksyločeným (HbO_2) a neoksyločeným (Hb) hemoglobinem na vlnové délce zářiče [7].

větší útlum, který je způsoben rozšířením tepen zvýšeným krevním tlakem. Pro měření je tedy rozhodující pulsující složka vznikající přidanou krví, která je arteriální [2, 4], ilustrace je na obrázku 3.2.

Měření útlumu je prováděno buď prosvícením, nebo odražením světla zářičů. Nejčastěji bývá používána metoda prosvícení, kde je arteriální zdroj mezi zářiči a detektorem.



Obrázek 3.2: Stejnoseměrné a proměnné vlivy absorpce záření [4].

3.2 Zářič a detektor

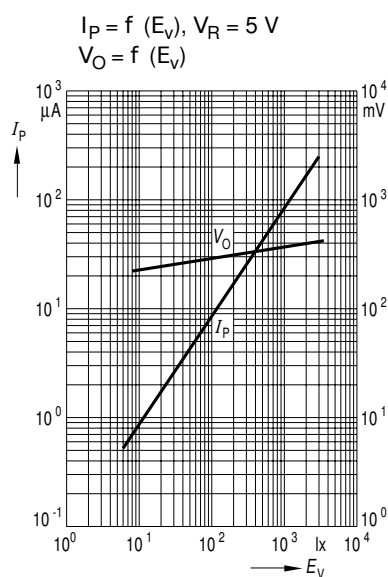
Dříve byla používána žárovka a dva selektivní detektory na vlnových délkách 660 nm a 805 nm (940 nm). Nyní vzhledem k energetické spotřebě žárovky připadají pro tyto účely vyhovujícími zářiči 2 LED diody, které mají úzké spektrum vyzařovaného světla. LED diody jsou napájeny impulsně.

Nutnou podmínkou je, aby LED diody byly co nejblíže u sebe. Jak je uvedeno ve článku o neinvazivní oxymetrii [5], je vhodné použít 2 LED diody na jedné křemíkové destičce, kde je vzdálenost mezi diodami 0,5 mm. Vlnová délka LED diody je ovlivňována protékajícím proudem a také teplotou. Závislost vlnové délky na teplotě je 0,12 nm/K, v rozsahu 15°C až 45°C se tato změna vykompenzuje poměrem R [5]. V závislosti na teplotě se mění i elektrické vlastnosti diody, proto musí být proud LED diodami stabilizovaný, aby změnou velikosti

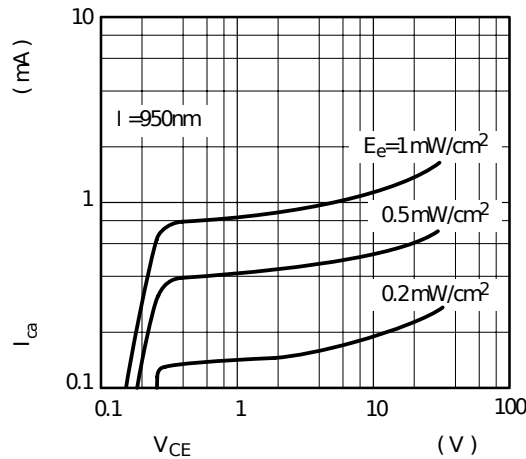
elektrického proudu nedošlo ke změně intenzity zářičů a vlnové délky vyzařovaného světla. Výkon zářičů musí být dostatečný na prosvícení tkáně, ale jelikož infračervené záření souvisí s tepelným zářením, nesmí být výkonem LED diody ohřívána tkáň, což by mohlo být již při krátkém působení nepříjemné.

Detektor je zapotřebí jeden, širokopásmový. Fotorezistor kvůli své přechodové charakteristice nepřípadá jako detektor v úvahu, změna odporu při malém osvětlení je řádově několik vteřin. U fotodiody, která se zapojuje v závěrném směru, trvají přechodové děje řádově 10^{-6} až 10^{-9} s, Schottkyho fotodiody dosahuje náběhu řádově 10^{-12} až 10^{-13} s. Závislost závěrného proudu fotodiody nakrátko na intenzitě záření je lineární, závislost anodového napětí naprázdno je logaritmická. Fototranzistor má exponenciální závislost proudu na intenzitě světla a citlivost fototranzistoru se vzrůstem osvětlení zvyšuje. Polovodič citlivý na požadované červené a infračervené spektrum záření je křemík [6]. Detektory, křemíkové fotodiody, jsou distribuovány jako náhradní díly pulsních oxymetrů, je tedy možné vhodný detektor použít. Pro zkušební měření bude použit běžně dostupný fototranzistor a fotodiody.

Na obrázku 3.4 je zobrazena závislost proudu na intenzitě záření vybraného fototranzistoru, který je citlivý na záření nejvíce na vlnové délce 850 nm, na vlnové délce 640 nm a 940 nm je přibližně 60 % citlivosti. Závislost proudu na energii přijatého záření je exponenciální. Proud fotodiody i napětí na prázdko v závislosti na intenzitě energie záření je lineární, jak je zobrazeno na obrázku 3.3. Lineární charakteristika bude výhodná při odečítání intenzity záření z okolí.



Obrázek 3.3: Fotodiody: Závislost proudu fotodiody I_P na intenzitě záření a závislost napětí na prázdko V_0 na intenzitě přijatého záření. Zdroj: Siemens, katalogový list křemíkové PIN fotodiody BPW 34.



Obrázek 3.4: Fototranzistor: Závislost elektrického proudu na napětí mezi kolektorem a emi-
torem v závislosti na intenzitě záření. Zdroj: Vishay Semiconductors, katalogový list foto-
tranzistoru BPW17N.

3.3 Princip měření optickou metodou

Na množství oxyhemoglobinu závisí absorpce červeného záření, objem redukovaného he-
moglobinu a ostatních složek krve je vykompenzován podle zvýšení útlumu infračerveného
záření.

Příslušné obvody přepínají 3 režimy: sepnutí červené LED, sepnutí infračervené LED
a zhasnutí diod pro měření okolního osvětlení. Intenzita okolního osvětlení se odečte od
naměřené intenzity průchodu záření LED diod. Spínání se opakuje obvykle s frekvencí
200 Hz až 2 kHz [5].

Idealizovaný model absorpce monochromatického světla s rovnoběžnými paprsky v ho-
mogenním prostředí popisuje Lambertův-Beerův zákon, který definuje závislost množství
absorbovaného světla ku koncentraci rozpuštěné látky. Intenzita přenášeného světla je podle
rovnice:

$$I = I_0 \cdot e^{-Ext \cdot c \cdot d} \quad (3.1)$$

kde Ext je extinční koeficient, c koncentrace absorbující látky o tloušťce d [2]. Koncentraci
roztoku lze určit množstvím světla, které absorbuje. Pokud roztok obsahuje 2 látky s roz-
dílnými absorpčními spektry, lze odvodit poměr koncentrace těchto látek měřením na dvou
vlnových délkách.

Pro poměr intenzit přeneseného světla, které se mění dle srdeční aktivity, platí vztah:

$$\frac{I_{min}(\lambda)}{I_{max}(\lambda)} = e^{-(Ext(Hb, \lambda) \cdot c_{Hb} + Ext(HbO_2, \lambda) \cdot c_{HbO_2}) \cdot \Delta d} \quad (3.2)$$

I_{min} je minimální absorpce při systole, I_{max} maximální absorpce, která je při diastole,
 Ext jsou extinční koeficienty hemoglobinů na vlnové délce λ , viz obrázek 3.1. Výsledným
vzorcem pro rozlišení koncentrace je poměr minimálního a maximálního útlumu červeného
a infračerveného záření R , kde se dvěma vlnovými délkami vyloučí závislost na tloušťce Δd .

$$R = \frac{\ln\left(\frac{I_{max}(\lambda_1)}{I_{min}(\lambda_1)}\right)}{\ln\left(\frac{I_{max}(\lambda_2)}{I_{min}(\lambda_2)}\right)} = \frac{Ext(Hb, \lambda_1) \cdot c_{Hb} + Ext(HbO_2, \lambda_1) \cdot c_{HbO_2}}{Ext(Hb, \lambda_2) \cdot c_{Hb} + Ext(HbO_2, \lambda_2) \cdot c_{HbO_2}} \quad (3.3)$$

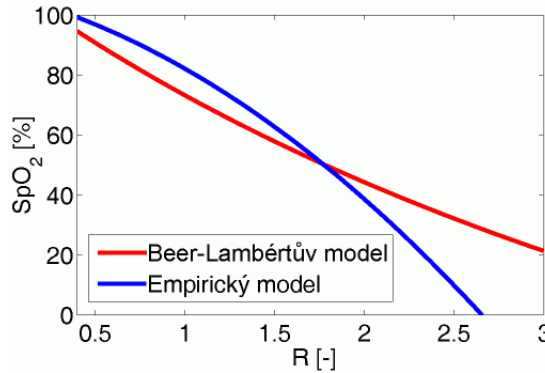
Extinční koeficienty jsou pro dané vlnové délky konstanty, proto je poměr R závislý jen na koncentraci $c_{Hb} = (1 - SpO_2)$ a $c_{HbO_2} = SpO_2$. Poměr oxyhemoglobinu k celkovému množství hemoglobinu v krvi SpO_2 je definován:

$$SpO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{Hb} + c_{HbO_2}} \quad (3.4)$$

Úpravou vzorce 3.3 dostaneme následující závislost SpO_2 na R [5]:

$$SpO_2 = \frac{R \cdot Ext(Hb, \lambda_2) - Ext(Hb, \lambda_1)}{R \cdot Ext(Hb, \lambda_2) - Ext(HbO_2, \lambda_2) + Ext(HbO_2, \lambda_1) - Ext(Hb, \lambda_1)} \quad (3.5)$$

Extinční koeficienty hemoglobinu jsou získány měřením a jsou vyneseny do grafu 3.1. Dosazením koeficientů do vzorce 3.5 získáme teoretickou závislost saturace kyslíkem na poměru R zobrazenou na obrázku 3.5. Lidská tkáň však přesně nesplňuje podmínky, za kterých byl Beer-Lambertův zákon odvozen, proto je uvedena i empiricky získaná závislost [9]. Vliv na naměřenou hodnotu má rozptyl a odraz světla, protože není struktura lidské tkáně homogenní. Kalibrace závisí na použitých prvcích oxymetru, provádí se měřením na dobrovolnících a následným ověřením kalibrovaným oxymetrem nebo invazivní metodou v rozsahu saturace kyslíku 80 – 100 %. Při použití detektoru používaného v některých oxymetrech, je možné nastavení podle kalibračního přístroje. Pro hodnoty SpO_2 menší než 80 % je převod R na SpO_2 aproximován.



Obrázek 3.5: Porovnání teoretické kalibrační křivky dle Beer-Lamberta a empiricky zjištěné závislosti [9].

Poměr R ze vzorce 3.3 lze vyjádřit také jako:

$$R = \frac{\ln\left(\frac{I_{max}(\lambda_1)}{I_{min}(\lambda_1)}\right)}{\ln\left(\frac{I_{max}(\lambda_2)}{I_{min}(\lambda_2)}\right)} = \frac{\ln\left(\frac{I_{DC+AC}(\lambda_1)}{I_{DC}(\lambda_1)}\right)}{\ln\left(\frac{I_{DC+AC}(\lambda_2)}{I_{DC}(\lambda_2)}\right)} \quad (3.6)$$

Je vhodné pro zjednodušení výpočtu nastavit a regulovat LED diody tak, aby platilo $I_{DC}(\lambda_1) = I_{DC}(\lambda_2)$, a předdefinovat poměr R :

$$R' = \frac{I_{AC}(\lambda_1)}{I_{AC}(\lambda_2)}$$

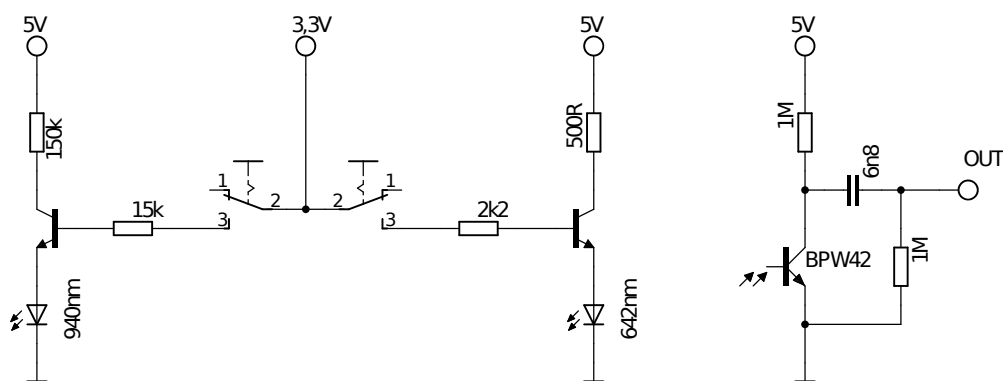
Kalibrace se bude provádět pro výpočet SpO_2 dle R' [9].

Kapitola 4

Experimentální měření

Pro měření byla použita červená LED dioda s vlnovou délkou 642 nm a infračervená LED dioda s vlnovou délkou 940 nm, obě v 5 mm kulatém pouzdře. Protože je nutné zářiče přepínat a nebyl k dispozici třístavový generátor impulsů, byl naprogramován mikrokontrolér pro přepínání stavů rozsvícena červená, rozsvícena infračervená a stav zhasnuto.

Detektor byl nejprve použit fotoodpor, později fotodioda. Z důvodu velmi malého rozdílu intenzity okolního záření k intenzitě záření, které je vyzářeno LED diodami a utlumené přes prst, nebylo možné z naměřeného signálu sledovat žádné výsledky. Proto byla fotodioda nahrazena fototranzistorem, který svými vlastnostmi poskytne větší zesílení. Zapojení na obrázku 4.1 dále řeší odstranění vlivu intenzity okolního osvětlení horní propustí tvořenou kondenzátorem. Podle výsledků z měření je výrazně potlačen šum, který měl při snímání



Obrázek 4.1: Schéma pro testovací zapojení s fototranzistorem.

s fotodiodou amplitudu okolo 5 mV a zcela zarušil měřitelný signál. Mikrokontrolérem byla sepnuta LED dioda a po konstantním čase proběhl převod A/D převodníku. Před vlastním A/D převodem je v mikroprocesoru ke vstupnímu pinu připojen kondenzátor, který sleduje vstupní napětí signálu, a v okamžiku započetí převodu na číslicovou hodnotu je vstupní pin od A/D převodníku odpojen. Tím je zajištěno konstantní napětí během převodu, který trvá řádově desítky mikrosekund.

Sonda osciloskopu byla zapojena na vývod fototranzistoru, tedy bez horní propusti, která signál utlumí, což bylo potvrzeno výrazným snížením úrovně napětí naměřené A/D převodníkem mikrokontroléru, který má vstupní impedanci pravděpodobně mnohem větší, než použitý osciloskop.

Nejprve bylo měřeno s LED diodami a fototranzistorem připájenými na drátkách a u prstu byly jen přidrženy. Malé změny úhlu natočení i pohyb nutný při obsluze osciloskopu a softwaru pro odečtení naměřených hodnot z mikrokontroléru znemožňovaly rozpoznat očekávanou změnu intenzity záření, které skrz prst prozáří, proto byly LED diody pevně přilepeny na plastovou destičku a nastaveny proti upevněnému fototranzistoru. Tím byly odstraněny všechny prozatím známé vlivy rušení a vlastní měření probíhalo v zatemněné krabici, která měla utlumit vliv okolního světla, především zářivek.

4.1 Potvrzení selektivní absorpce záření

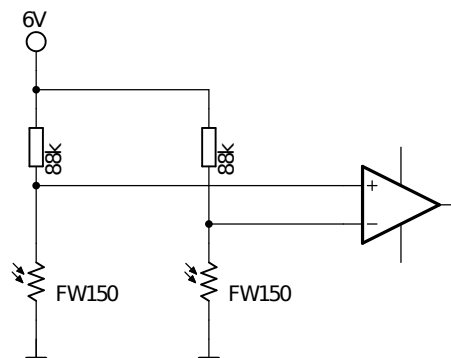
Z počátku bakalářské práce jsem se zaměřil především na měření průchodu záření LED diod, analýzu naměřených hodnot a porovnávání výsledků naměřených na okysličeném a neokysličeném (zaškrceném) prstu bez hlubšího studia dostupných materiálů a zdrojů na internetu. Nepřesným a neúplným překladem zdrojů v angličtině jsem měřil rozdíl absorpce červeného a infračerveného záření a sledoval změny v souvislosti s okysličením prstu, kterým záření procházelo. Výsledky souvislého měření za neměnných okolních podmínek potvrzují selektivní absorpci záření závislou na okysličenosti krve, avšak nebylo možné tímto způsobem měření zopakovat se stejnými hodnotami výsledků. To proto, že kolektorový proud fototranzistorem je na energii záření závislý logaritmicky a tím se výrazně změnil měřený rozdíl pohlčeného záření. Ve venkovním prostředí bude ke změnám intenzity okolního záření docházet, proto jsem se pokusil intenzitu okolního osvětlení vykompenzovat použitím druhého fototranzistoru zapojeného na invertující vstup A/D převodníku v mikrokontroléru, jak již bylo vyzkoušeno s fotoodporem a je uvedeno níže na obrázku 4.2. Přestože byly upraveny hodnoty rezistorů, jak je na obrázku 4.1, aby byla vyzařovaná intenzita z obou zářičů stejná, stále nebylo měření opakovatelné.

Řešením neznámé tloušťky prstu či jiné prosvěcované tkáně bylo navrženo nastavení počátečního bodu měření, čím by byl vyřešen jeden z vlivů útlumu. Nelze však s určitostí definovat, kdy počáteční bod měření nastavit, jaká je počáteční saturace kyslíku a jak velká odchylka má být podnětem pro signalizaci.

4.1.1 Naměřené hodnoty

Jak se předpokládalo podle absorpance okysličeného a neokysličeného hemoglobinu naměřené v lékařských laboratořích (závislost zobrazena na obrázku 3.1), je měřením dokázáno, že útlum infračerveného záření okysličeným prstem je větší, než útlum červeného záření. Konkrétně při měření s fotoodporem v zapojení dle obrázku 4.2 jsou nastaveny velikosti odporů rezistorů před LED diodami tak, aby bez překážky mezi zářiči a detektorem byla intenzita záření na fotoodpor z obou LED diod shodná. Zapojení LED diod je podle schématu na obrázku 4.1. Intenzita záření je snímána jedním fotoodporem, druhý fotoodpor je zapojen na invertující vstup zesilovače před A/D převodníkem v mikrokontroléru a tím je odečtena intenzita okolního osvětlení od měřené hodnoty ($\Delta U = U_1 - U_2$). V tomto zapojení, čím větší intenzita světla dopadne na fotocitlivou vrstvu fotoodporu, tím více bude fotoodpor propouštět elektrický proud a tím menší napětí bude změřeno. Napětí na fotoodporu při zatemnění bylo nastaveno do 3 V, aby bylo možné útlum záření obou LED diod od sebe odečíst již v mikrokontroléru. Výsledkem pokusu je rozdíl napětí $\Delta U_{IR} - \Delta U_R = 9,4 \text{ mV}$, což znamená větší pohlčení infračerveného spektra záření.

Jelikož dle katalogového listu je doba změny odporu použitého fotorezistoru okolo 5 ms (v závislosti na intenzitě záření), bylo nutné použít jiný fotoprvek pro zkrácení periody cyklu



Obrázek 4.2: Schéma zapojení se dvěma fotoodpory pro orientační měření absorpce.

měření k získání většího počtu vzorků, změření vzorků v co nejkratším časovém intervalu a následný výpočet průměru z dostatečného počtu měření pro odstranění okolních vlivů, změny osvětlení a rušivých artefaktů způsobených pohybem. Dle katalogových listů byla vhodnějším fotoprvkem s krátkou reakční dobou fotodiody, která však při pokusech generuje velký šum. Byl tedy vyzkoušen i fototranzistor, jehož zesílení umožnilo částečně odstranit rušení. Pro nastavení fototranzistoru do pracovního bodu bylo použito již zmíněné zapojení z obrázku 4.1.

S fototranzistorem bylo provedeno měření mikroprocesorem MSP-EZ430D, který disponuje 10-bitovým A/D převodníkem. Programem, který je v příloze A, je změřeno derivované napětí na fototranzistoru pulzující podle přepínaných LED diod. Derivační členek jen odstraní stejnosměrnou složku napětí. Od napětí odpovídajícího útlumu intenzity infračerveného záření je odečteno napětí odpovídající útlumu záření červené LED diody, jedno měření trvá 23 ms a je opakováno 25krát.

Tabulka 4.1: Závislost selektivní absorpce světla na okysličenosti prstu.

	Průměr z 25 měření
Okysličeno	1357,59 mV
	921,00 mV
	1001,34 mV
Mírně přiškrceno	745,78 mV
Přiškrceno 30 s	390,19 mV

V tabulce 4.1 je zobrazen průměr z 25 opakování měření rozdílu absorpce červeného a infračerveného spektra, směrodatná odchylka je ve všech případech 200 mV. Nejprve bylo třikrát měření opakováno na okysličeném prstu, následně byl mírně omezen průtok krve jemným přiškrcením drátkem a po třiceti vteřinách bylo provedeno měření a poznamenány hodnoty. Zde je vidět pokles propustnosti červené LED diody, jelikož dle obrázku 3.1 absorpance infračerveného záření na okysličenosti krve nezáleží, změnila se absorpance v červeném spektru. Následně byl prst přiškrcen a po třiceti vteřinách bylo znovu provedeno měření, jehož výsledek potvrzuje výrazné snížení výkonu dopadlého záření z červené LED diody způsobeného přeměnou oxyhemoglobinu na redukovaný hemoglobin, který způsobuje v červeném spektru záření větší útlum.

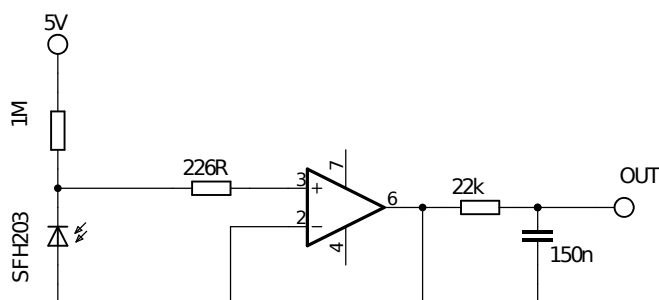
Měření tedy potvrzuje změnu spektrální absorpance závislou na okysličenosti krve, ale tato metoda s fototranzistorem nemůže jednoduchým způsobem vyřešit vliv okolního světla,

kteřé mění amplitudu měřeného pulsu s logaritmickou závislostí. Fotodioda má závislost lineární, ale ani po opakovaném měření se čtyřmi druhy křemíkových fotodiod se nepodařilo změřit přijatelné hodnoty, výsledkem byl jen šum, tedy po odečtení malého rozdílu napětí odpovídajícího útlumu záření infračervené a červené LED diody lze výsledek měření srovnat s generováním náhodných čísel.

4.2 Měření metodou pulsní oxymetrie

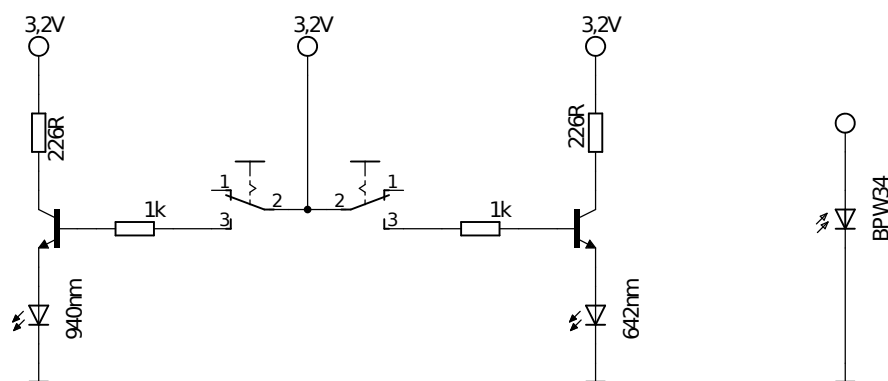
Po podrobnějším studiu materiálů a konzultaci s doktorem Chmelařem působícím na ústavu biomedicínského inženýrství fakulty elektrotechniky a komunikačních technologií jsem pochopil přesný princip pulsní metody, tedy měření spektrální absorpance právě v pulzující složce arteriální krve. Dále bylo nutné nahradit fototranzistor za vhodnější fotoprvek, který bude mít lineární závislost napětí na intenzitě záření a bude poskytovat nezašuměný výstup. Elektrotechnická skripta neposkytla příliš rozsáhlé informace o fotoprvcích, ale dostačující k vyzkoušení křemíkové PIN fotodiody, která má mezi dotovanými polovodiči P^+ a N^+ vrstvu vlastního polovodiče. Velký vliv na šum má především velikost fotocitlivé plochy, u PIN fotodiody SFH203 s fotocitlivou plochou 1 mm^2 je stále výrazný šum, ale u PIN fotodiody BPW34 s fotocitlivou plochou 7 mm^2 již signál zobrazovaný na osciloskopu příliš nekmitá.

Fotodioda byla nejprve zapojena v závěrném směru jen s rezistorem dle schematu na obrázku 4.3 a s neblíhající zdroj světla tlumeného přes prst byl osciloskopem změřen šum o frekvenci 40 kHz a amplitudě 20 mV, přičemž na nižších frekvencích, o kterých lze předpokládat, že odpovídají tepu srdce (přibližně 1 Hz), byla amplituda jen 10 mV. Z toho



Obrázek 4.3: Schéma pro testovací zapojení s fotodiodou v závěrném směru.

důvodu byla sestavena z RC článku dolní propust s mezní frekvencí 48 Hz, která byla zapojena za napěťovým sledovačem, operačním zesilovačem se zesílením 1 s velkým vstupním odporem a malým výstupním odporem pro impedanční oddělení, jak je dále zobrazeno na obrázku 4.3. Jelikož RC článek nemá dostatečnou strmost, nebyl signál vylepšen ani při snížení mezní frekvence na 10,6 Hz. Při dalším snížení mezní frekvence filtru pro větší utlumení šumu by nebylo možné měřit změnu způsobenou rozsvícením LED diody, protože by tato změna byla také odfiltrována. Pro fotodiodu s větší fotocitlivou plochou, ze které nebyl signál příliš zašuměn, bylo použito zapojení dle obrázku 4.4 a protože kvalita signálu a velikost šumu nejvíce závisí na prvním zesilovacím stupni, bylo zesílení přenecháno na osciloskopu, kterým byl sledován a ukládán průběh pro další zpracování v počítači. Pro výsledný výrobek bude vhodné zapojit fotodiodu na vstupní pin A/D převodníku v mikroprocesoru, než se pokoušet o zesílení mimo mikroprocesor. Maximální napětí naprázdno na fotodiodě je podle katalogu do 365 mV, což pro referenční napětí A/D převodníku 3,2 V

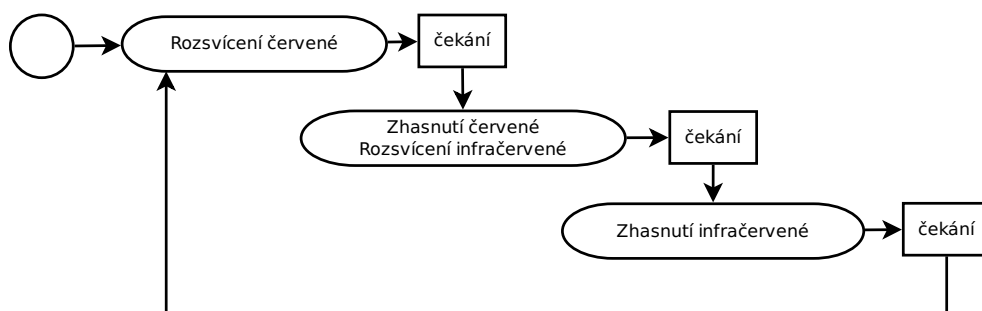


Obrázek 4.4: Schéma pro testovací zapojení s fotodiodou.

odpovídá 117 úrovním, neboli 7 bitům a to je pro výpočet saturace dostačující [3]. Pokud bude nutné získat větší přesnost, bude místo zesilování signálu vhodnější použít externí stabilizované referenční napětí A/D převodníku mikrokontroléru a tím docílit rozprostření hodnot po celém 10 bitovém rozsahu.

4.2.1 Zkušební měření na osciloskopu

Pro výpočet saturace krve kyslíkem pulsní metodou je zapotřebí změřit jak propustnost červeného a infračerveného záření, tak intenzitu okolního záření při vypnutých zářičích. Jeden kanál osciloskopu byl připojen k anodě fotodiody pro sledování intenzity záření, druhým kanálem byla sledována báze tranzistoru k rozsvěcování červené LED diody, aby bylo při zpracování signálu v Matlabu možné rozpoznat, která LED dioda je v daný okamžik rozsvícena. Je zapotřebí uložit souvislé měření po dobu alespoň jednoho srdečního rytmu, proto byla časová základna osciloskopu nastavena na 250 ms / dílek, což znamená uložení 2,5 vteřiny. Použitý osciloskop umožňuje při nastavené časové základně větší než 50 ms uložit jen 500 vzorků na 10 dílků, proto musela být nejkratší ustálená hodnota na vstupu osciloskopu delší jak 5 ms, což odpovídá nejvíce 66 měření za 1 vteřinu. Mikroprocesor, který byl naprogramován jako generátor pulsů, opakoval 40krát za vteřinu měřicí cyklus popsany diagramem 4.5.



Obrázek 4.5: Cyklus generátoru pro získání hodnot pro pulsní metodu.

Při prvních měření s PIN fotodiodou byla pro orientační měření fotodiody jen přidržena u prstu proti přilepeným LED diodám. Když bylo zjištěno, že fotodiody s větší fotocitlivostí

plochou nevykazuje velký šum, byly při několika opakovaných měřeních ukládány naměřené hodnoty, ze kterých nebylo možné vyčíst žádnou periodu, ani žádné opakované chování signálu. To proto, že byla znovu opakována chyba, jak tomu bylo s fototranzistorem, a to, že fotodioda byla přidržena u prstu a chvění vyrušilo jakékoli naměřitelné hodnoty. Byly tedy k fotodiodě připájeny vodiče, byla přilepena na destičku vedle již přidělaného fototranzistoru a nožičky musely být zaizolovány, aby dotekem s prstem nevznikal šum. Vodiče byly dostatečně dlouhé, aby bylo možné jak LED diody, tak fotodiodu zapojit do nepájivého pole, kam byly připojeny výstupní piny mikrokontroléru, napájení pro LED diody spínané přes NPN tranzistory a sondy osciloskopu.

Naměřené hodnoty byly roztrženy a zobrazeny v Matlabu, kód je přiložen v příloze B. V osmi po sobě následujících intervalech měřených hodnot lze sledovat prudký nárůst intenzity v infračerveném spektru na obrázku 4.6 následovaný náhlým poklesem intenzity červeného záření, jehož průběh je na obrázku 4.7. Nárůst intenzity infračerveného záření si vysvětlují plynulým poklesem tlaku v arteriích. Během poklesu tlaku v arteriích neklesá absorbance červeného spektra z důvodu přeměny oxyhemoglobinu na redukovaný hemoglobin, který má větší absorpci červeného spektra. Náhlý pokles intenzity v infračerveném spektru následovaný poklesem intenzity v červeném spektru znamená zvýšení krevního tlaku v systolické srdeční fázi, což je způsobeno rozšířením krevního řečiště. Pro nezměněné infračervené spektrum to tedy znamená doplnění množství krve, které oteklo v diastolické srdeční fázi a zvýšení propustnosti červeného spektra značí výměnu neokysličené krve za okysličenou arteriální krev.

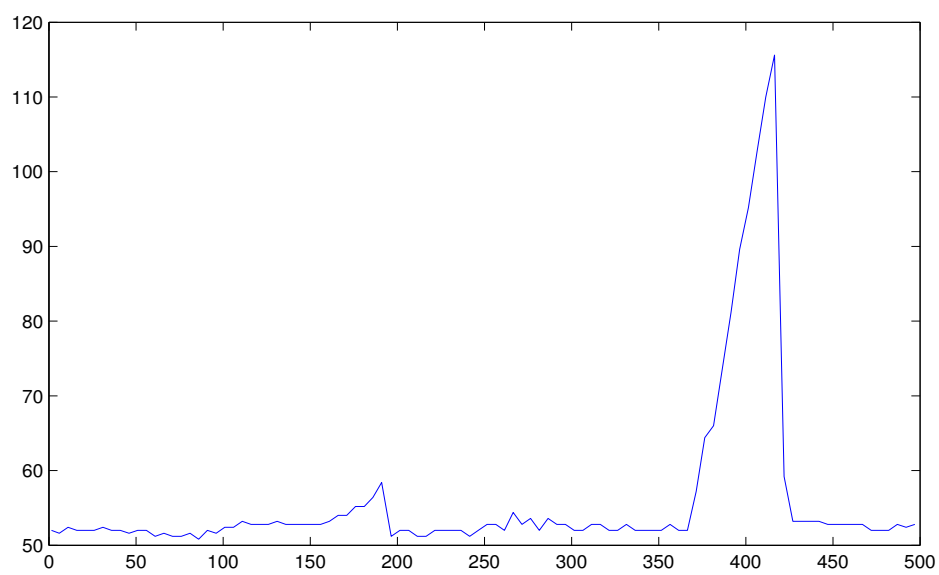
Nárůst a pokles zahrnuje časový interval 0,75 s, z čehož lze usuzovat, že se opravdu jedná o signál související se srdeční činností. Jelikož po poklesu v infračerveném spektru je na dalších výsledcích měření nárůst intenzity v červeném spektru až po 1,1 vteřiny a na průběhu z obrázku 4.7 je před 200. vzorkem jen nepatrná špička (na některých naměřených průbězích není za 2 vteřiny žádný náznak), je pravděpodobně chyba v tom, že je za jednu periodu naměřen osciloskopem jen jeden vzorek, navíc asynchronně s rozsvěcováním LED diod, což znamená, při sejmutí vzorku na hraně rozsvícení ještě nebude na fotodiodě celé napětí odpovídající propustnosti záření.

4.2.2 Podrobná analýza hodnot z osciloskopu

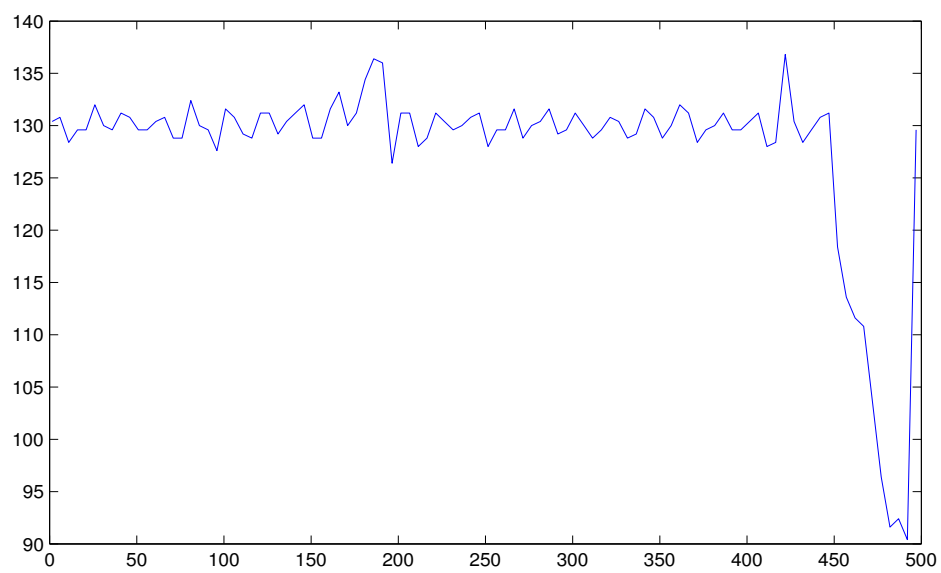
Aby bylo možné sledovat spojitý signál naměřený v delším časovém intervalu při zachování frekvence měřicího cyklu, byl použit jiný osciloskop, který umožňuje uložit větší počet vzorků a tím při kratších intervalech mezi vzorky uložit delší úsek signálu. Signál byl roztržěn obdobně jak z předchozího osciloskopu, propustnost infračerveného a červeného spektra je na obrázku 4.8 a 4.9.

Z hodnot z delšího intervalu jsem předpokládal, že bude možno vyčíst více o chování signálu a že bude pozorovatelná periodická změna odpovídající změnám tlaku v arteriích během srdečního rytmu. To nebylo možné ani po pokusu o vyhlazení signálu kumulací – přičtení určitého počtu následujících vzorků.

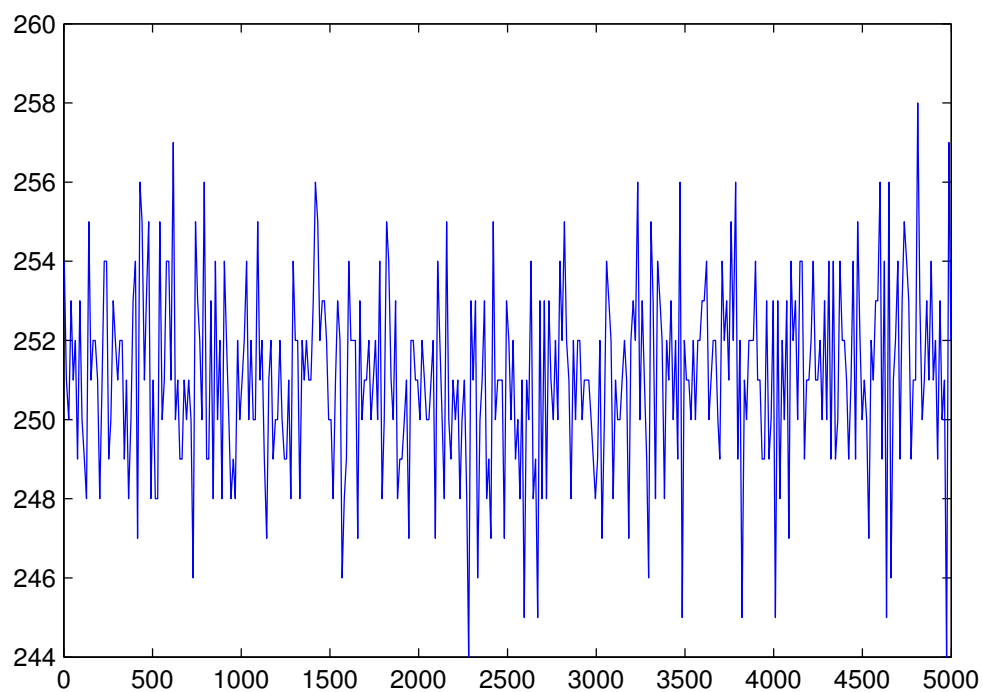
Výsledek pulsní metody vychází z naměřených vzorků vybráním maximálního útlumu odpovídajícímu době systoly a minimálního útlumu v době diastoly pro výpočet poměru R. Přesto, že měření probíhalo v klidu, rozkmitaný naměřený signál potvrzuje velký výskyt rušení, proto bylo nutné odstranit extrémy. Od intenzity naměřeného záření v době rozsvícení červené i infračervené LED diody byla odečtena intenzita naměřená po zhasnutí zářičů, tím se odstranil vliv okolního světla. Intenzita okolního světla se odečítá, protože je napětí na fotodiodě na okolním osvětlení závislé lineárně. Dále byly vzorky seřazeny podle hod-



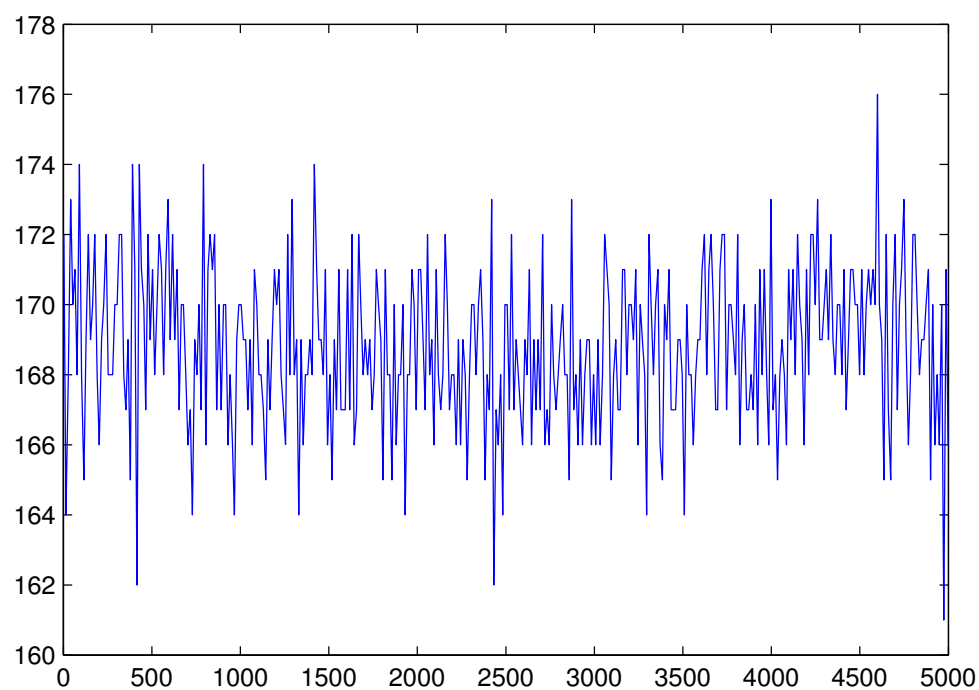
Obrázek 4.6: Časová závislost propustnosti infračerveného záření.



Obrázek 4.7: Časová závislost propustnosti červeného záření.



Obrázek 4.8: Časová závislost propustnosti infračerveného záření na delším intervalu (5 s).



Obrázek 4.9: Časová závislost propustnosti červeného záření na delším intervalu (5 s).

noty intenzity červeného záření, bylo však zachováno spárování s intenzitou infračerveného záření – ke vzorku intenzity červeného záření je přiřazen ze stejného časového okamžiku příslušný vzorek intenzity infračerveného záření.

Vlastní filtrace spočívá ve vynechání určitého počtu maximálních hodnot a spočítání průměru z několika největších hodnot intenzity červeného a k tomu příslušejícího infračerveného záření. Tím jsou pro výpočet poměru R ze vzorce 3.6 získány maximální hodnoty intenzity záření. Pro minimální intenzitu je opět vynecháno několik extrémně malých hodnot, z následujících je vytvořen průměr intenzity pro obě vlnové délky. Místo průměru bylo také počítáno s mediánem z poměru maxima a minima.

Naměřený průběh zahrnuje 10 vteřin měření, přičemž je měření opakováno 40krát za vteřinu. Použita byla polovina průběhu, to znamená 200 vzorků intenzity okolního osvětlení, intenzity průchodu infračerveného záření a intenzity červeného záření, ze kterých se vybíraly hodnoty pro výpočet poměru R . Bylo zvoleno vynechat 45 největších hodnot intenzity červeného záření a pro výpočet maximální intenzity použít následujících 15 největších hodnot. Z minimálních hodnot bylo vynecháno 60 nejmenších hodnot a použito následujících 15. Tyto konstanty byly zvoleny experimentálně, přesnější meze by bylo možné určit při dokonalejším řazení i podle intenzity infračerveného záření.

Výpočet R je poměrem intenzity naměřené jedné vlnové délky ku intenzitě druhé vlnové délky, jak je popsáno v použitých zdrojích. Nikde však není popsáno, která vlnová délka je červené spektrum a která je infračervené. Jelikož 100 % okysličenosti odpovídá poměru $R = 0,5$ [4] a okysličená krev má větší absorpci v infračerveném spektru než v červeném spektru, což znamená menší intenzitu prosvíceného infračerveného záření, tudíž je intenzita infračerveného záření v čitateli a intenzita červeného záření ve jmenovateli. Pro výpočet byl použit tento vzorec:

$$R = \frac{\ln\left(\frac{I_{max}(\lambda_1)}{I_{min}(\lambda_1)}\right)}{\ln\left(\frac{I_{max}(\lambda_2)}{I_{min}(\lambda_2)}\right)} \quad (4.1)$$

kde λ_1 je vlnová délka infračerveného zářiče, λ_2 vlnová délka červeného zářiče. Roztřídění vzorků pro infračervené (*infra*) a červené (*cerv*) intenzity je v příloze B, výpočet R v Matlabu výběrem mediánu popisuje následující kód:

```
% serazeni, vyber vhodnych prvku
pole = [cerv-tma; infra-tma];
razene = sort(pole');

infra_v=median(razene(45:60,2)./razene(length(cerv)-75:length(cerv)-60,2));
cerv_v=median(razene(45:60,1)./razene(length(cerv)-75:length(cerv)-60,1));

R = log(infra_v) / log(cerv_v)
```

Tabulka 4.2: Vypočtený poměr R z průběhu naměřeného na prstu.

0,6468
0,6926
0,6790
2,3249
0,6726

Výsledné hodnoty z měření na ukazováčku jsou v tabulce 4.2. Ze seřazených hodnot, ze kterých se provádí výpočet R , by bylo vhodné dále vyřadit neodpovídající intenzity infračerveného záření pro odstranění chybných vzorků. Při nalezení optimálního filtru by podle těchto výsledků a vyzkoušených variant výběru hodnot bylo již možné sestavit prototyp. Zpracování hodnot v mikročipu má omezení především v kapacitě paměti RAM, která je řádově stovky bajtů, přesto musí měření pokrýt dobu minimálně jednoho srdečního cyklu a během systolické fáze musí být provedeno dostatek vzorků na rozpoznání, které jsou chybné.

Kapitola 5

Závěr

Během práce na projektu byla potvrzena závislost absorpce červeného a infračerveného záření na okysličenosti krve. Jelikož byl nepřesně pochopen princip optické metody, byla prováděna měření rozdílu absorpce těchto dvou vlnových délek. Bylo tedy prováděno měření okysličenosti optickou metodou, ne však pulzní metodou. Zaznamenané výsledky těchto měření potvrzují závislost absorpance na okysličenosti měřeného prstu. Průběh souvislého měření při snižování okysličenosti prstu zaškrcením vykazuje plynulou změnu poměru absorpce červeného ku infračervenému spektru v závislosti na době omezení průtoku krve, avšak po mnoha pokusech nebylo možné určit, zda je krev okysličená, či nikoli.

Po podrobném studiu pulsní metody byl řešen problém se zašuměným signálem z fotodiody, jako vhodný fotoprvek pro měření absorpance záření na prstu byla nalezena PIN fotodioda s větší fotocitlivou plochou. Dle změřených hodnot by bylo možné použít tuto fotodiodu bez dalších zesilovacích prvků vně mikroprocesoru a měřený signál zesilovat na vstupním operačním zesilovači A/D převodníku mikroprocesoru. Jelikož je signál značně zarušený z důvodu velmi malé měřené hodnoty, je nutné provést filtraci. Nejvhodnějším způsobem je číslicová filtrace, kterou lze realizovat pásmovou propust s velkou strmostí. Avšak je nutné použít algoritmus, který bude realizovatelný v mikroprocesoru s malou pamětovou náročností. Vhodný filtr eliminující rušivé artefakty vytvořen nebyl. Vyzkoušený způsob výběru hodnot s odstraněním extrémů dává očekávané hodnoty výsledků, ale ne ve všech případech, proto musí být navrhnout jiný způsob zpracování hodnot ovlivněných rušením.

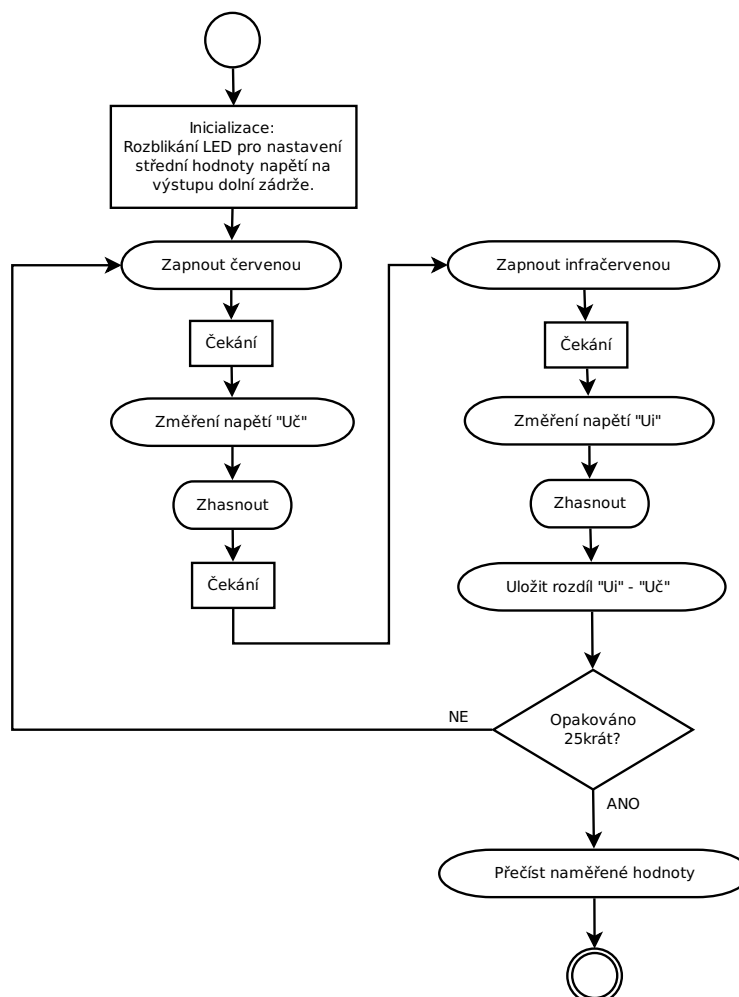
Literatura

- [1] Chmelař, M.: *Lékařská přístrojová technika II*. Brno : VUT, 1984.
- [2] Chmelař, M.: *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995, ISBN 80-85867-63-X.
- [3] Hamaguri, K.: United States Patent 4226554: Digital oximeter. 1981-05-12.
- [4] Kolektiv autorů: Principles of Pulse Oximetry Technology [online].
<http://www.oximeter.org/pulseox/principles.htm>, 2002-09-10 [cit. 2008-02-13].
- [5] Kolektiv autorů: Hewlett-Packard Journal: A New Family of Sensors for Pulse Oximetry [online]. <http://www.hpl.hp.com/hpjournal/97feb/feb97a7.htm>, 2007 [cit. 2010-01-15].
- [6] Mařátko, J.: *Elektronika / 2. vyd.* Praha : IDEA SERVIS, konsorcium, 1997, ISBN 80-85970-20-1.
- [7] Prael, S.: Optical Absorption of Hemoglobin [online].
<http://omlc.ogi.edu/spectra/hemoglobin>, 1999-12-15 [cit. 2008-02-13].
- [8] Silbernagl, S.: *Atlas fyziologie člověka*. Praha: Grada Publishing, 2004, ISBN 80-247-0630-X.
- [9] Šilhavý, P.: Integrace monitorování životních funkcí do infuzních zařízení [online].
<http://www.elektrorevue.cz/clanky/07004/index.html>, 2007 [cit. 2010-01-15].

Dodatek A

Zdrojový kód pro měření útlumu záření z LED diod

Program ke změření rozdílu útlumu infračerveného a červeného záření je popsán diagramem na obrázku A.1, následuje zdrojový kód pro mikroprocesor z řady MSP430.



Obrázek A.1: Diagram běhu programu.

```

#include <msp430x20x3.h>

#define DELAY 40 // odpovida 5,7 ms
#define OPAKOVANI 25

void main(void)
{
while(1){
    signed long int red, infra;
    signed long int odicteni[OPAKOVANI];

    WDTCTL = WDTPW + WDTHOLD; // Zastavit watchdog timer

    // AD prevodnik //
    // bipolarni mod vstupni napeti A/D <-Vref/2 .. +Vref/2>
    SD16CCTL0 &= ~SD16UNI;
    // unipolarni mod - jen kladna napeti do 1/2 Vref
    //SD16CCTL0 |= SD16UNI;
    // zvoleni vnitrniho zdroje napeti za referencni, 1.2V
    SD16CTL |= SD16REFON | SD16SSEL_1;
    SD16CTL &= ~SD16VMIDON;
    SD16CCTL0 |= SD16SNGL; // provadet 1 prevod po nastaveni SD16SC

    SD16AE |= SD16AE1; // P1.1 je pripojen k SD16 (funkce A4+)
    SD16INCTL0 |= SD16INCH_4; // 4 // je zvolen kanal 4 pro SD16

    // nastaveni vystupnich pinu //
    // cervena - P1.3, infracervena - P1.0
    P1DIR |= BIT0 | BIT3; // Nastavit P1.0 a P1.3 na vystupni smer
    P1OUT |= BIT3; // nastaveni P1.3 na 1
    P1OUT &= ~BIT0; // vynulovani P1.0

    for (int opakovani=0;opakovani<OPAKOVANI;opakovani++)
    {
        volatile unsigned int i;

        P1OUT = 0; // zhasnuti cervene // vseho

        i = DELAY; // cekani po zhasnuti
        do (i--);
        while (i != 0);

        P1OUT |= BIT0; // rozsviceni infra

        i = DELAY; // cekani pred A/D prevodem
        do (i--);
        while (i != 0);
    }
}

```

```

SD16CCTL0 |= SD16SC; // start konverze - infra
while ((SD16CCTL0 & SD16SC) != 0); // probiha konverze
infra=(signed)SD16MEM0;

P1OUT = 0; // zhasnuti infra

i = DELAY;           // cekani po zhasnuti
do (i--);
while (i != 0);

P1OUT |= BIT3; // >> cervena

i = DELAY;           // cekani pred A/D prevodem
do (i--);
while (i != 0);

SD16CCTL0 |= SD16SC; // start konverze - cervena
while ((SD16CCTL0 & SD16SC) != 0); // probiha konverze
red=(signed)SD16MEM0;

odecteni[opakovani]=infra-red; // pole pro sledovani hodnot v programu
}
odecteni; // zde umisten breakpoint pro odecteni hodnot do PC
}
}

```

Dodatek B

Roztřídění signálu naměřeného osciloskopem

Signál uložený z osciloskopu je nutné rozložit na vzorky odpovídající intenzitě červeného, infračerveného záření a intenzitu okolního osvětlení. Roztřídění vzorků bylo provedeno podle naměřené intenzity, nízká intenzita byla zařazena k intenzitě okolního záření, vyšší intenzita byla dle 2. uloženého kanálu z osciloskopu přiřazena k rozsvícené červené nebo infračervené LED diodě. Ze vzorků z jedné periody měření byl vybrán medián. Výstupem následujícího kódu pro Matlab je graf závislosti intenzity prosvíceného záření skrz prst s odečtením intenzity okolního osvětlení ku časové ose.

```
wave=load('WAVE1.BIN.txt');
% [t ch1 ch2]
t_in = wave(:,1);
ch1_in = wave(:,2); % [mV]
ch2_in = wave(:,3);

if (min(ch1_in)<0)
    sviti = @(i,ch1_in,ch2_in) (ch1_in(i)<0); % funkce vracejici bool
else
    sviti = @(i,ch1_in,ch2_in) ((ch1_in(i)<0) || (ch1_in(i)>65));
end
je_infra = @(i,ch1_in,ch2_in) (sviti(i,ch1_in,ch2_in)) && (ch2_in(i)<1000);
je_cervena = @(i,ch1_in,ch2_in) (sviti(i,ch1_in,ch2_in)) && (ch2_in(i)>1000);
% funkce pro vybrani prvku z namerenych hodnot
vyber_hodnotu = @(H) median(H);

% Nastaveni pocatecniho stavu mereni
if je_infra(1,ch1_in,ch2_in)
    stav=2; % mereni zacina s rozsvicenou infra
elseif je_cervena(1,ch1_in,ch2_in)
    stav=1; % mereni zacina s rozsvicenou červenou
else
    stav=0; % zacina mereni pri zhasnuti
end
```

```

t = [];
cerv = []; infra = []; tma = [];
hodnoty=[]; % reset prumeru

% Cyklus vyberu a trideni
% Namereno: cervena, infra, tma, cervena ...
for i=1:length(t_in)
    if je_infra(i,ch1_in,ch2_in) % sviti infra-cervena
        if not(stav==2) % byly zaznamenany hodnoty pro cervenou LED
            if not(stav==1) % Pro pripad mala vzorku
                stav
                ch1_in(i)
                i
                error('Nedodrzena posloupnost 1')
            end
            stav=2;
            cerv(length(cerv)+1)=vyber_hodnotu(hodnoty);
            hodnoty=[]; % reset prumeru
        end
    elseif je_cervena(i,ch1_in,ch2_in) % sviti cervena
        if not(stav==1) % byly zaznamenany hodnoty pro stav zhasnuto
            if not(stav==0)
                stav
                ch1_in(i)
                i
                error('Nedodrzena posloupnost 0')
            end
            stav=1;
            idx = length(tma)+1;
            tma(idx)=vyber_hodnotu(hodnoty);
            t(idx)=i-length(hodnoty)/2; % cas se uklada orientacne ke stavu zhasnuto
            hodnoty=[]; % reset prumeru
        end
    else % nesviti nic
        if not(stav==0) % byly zaznamenany hodnoty pro infra LED
            if not(stav==2)
                stav
                ch1_in(i)
                i
                error('Nedodrzena posloupnost 2')
            end
            stav=0;
            infra(length(infra)+1)=vyber_hodnotu(hodnoty);
            hodnoty=[]; % reset prumeru
        end
    end
    end
    hodnoty(length(hodnoty)+1)=ch1_in(i);
end

```

```

% Zarazeni posledniho cisla
if (stav==2) % byly zaznamenany hodnoty pro infra-cervenou LED
    infra(length(infra)+1)=vyber_hodnotu(hodnoty);
elseif (stav==1) % byly zaznamenany hodnoty pro červenou LED
    cerv(length(cerv)+1)=vyber_hodnotu(hodnoty);
else % byly zaznamenany hodnoty pro stav zhasnuto
    idx = length(tma)+1;
    tma(idx)=vyber_hodnotu(hodnoty);
    t(idx)=i-length(hodnoty)/2; % cas se uklada orientacne ke stavu zhasnuto
end

% korekce velikosti matic
idx=max([length(tma),length(infra),length(cerv)]);
if length(tma)<idx
    tma(length(tma)+1)=tma(length(tma));
    t(length(t)+1)=i;
end
if length(cerv)<idx
    cerv(length(cerv)+1)=cerv(length(cerv));
end
if length(infra)<idx
    infra(length(infra)+1)=infra(length(infra));
end

plot(t,(infra-tma)); 'plot(t,(infra-tma));'
pause;
plot(t,(cerv-tma)); 'plot(t,(cerv-tma));'
pause;

```